شبیه‌سازی طیف دو طرفه بهینه شده جهت استفاده در روش درمانی BNCT

احمدی گنجه، زهرا[(۱)] – اسلامی کلانتری، محمد*[(۱)]

[(۱)] دانشگاه یزد، دانشکده فیزیک، گروه هسته‌ای

چکیده:

نوترون‌های در راستای عمود بر راستای تابش پروتون در واکنش $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ جهت تولید بیم نوترون‌های درمانی بهینه در روش درمانی BNCT استفاده شده است. یک مجموعه جدید دوطرفه جهت شکل‌دهی نوترون‌ها به ناحیه‌ی فوق گرمایی به وسیله‌ی کد MCNPX2.6 طراحی شده است. نتایج نشان می‌دهند استفاده از پرتو پروتون با انرژی ۲/۵ MeV و جریان ۱۰mA شار نوترون فوق گرمایی مناسب در دو طرف سیستم تولید خواهد کرد. شار بهینه شده نهایی برای یک طرف از مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف n $۲\times۱۰^{۹}/cm^{2}$ s است که نسبت به راستای مستقیم حدود ۳۲ درصد افزایش یافته است.

واژگان کلیدی: BNCT، MCNPX، طیف دوطرفه، نوترون‌های فوق گرمایی، مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف

A simulation of optimized two sided beam to use in BNCT treatment method

[(1)] Ahmadi Ganjeh, Zahra, [(1)*] Eslami-Kalantari, Mohammad

[(1)] Yazd University, Faculty of Physics, Department of Nuclear physics

Abstract

Perpendicular neutrons from protons in $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ reaction is used to produce an optimized therapeutic neutron beam to use in BNCT treatment method. A new two sided beam port assembly is designed by MCNPX 2.6 code to shape the neutrons to epithermal neutrons. The results show that using a proton beam of 2.5 MeV with a current of 10 mA, will produce proper epithermal neutron flux in both sides of the system. The final optimized flux for the system is 2×10^{9} n / cm^{2} s for one side of Beam Shaping Assembly which is increased about 32% with respect to the forward direction.

Keywords: BNCT ،MCNP, Two sided beam ،Epithermal neutrons ،Beam shaping assembly

مقدمه:

به طور کلی سه روش درمانی جهت درمان تومورها مورد استفاده قرار می‌گیرد که شامل جراحی، پرتودرمانی و شیمی درمانی است. مبنای پرتودرمانی، قرار دادن سلول‌های بدخیم در معرض پرتوهای یونیزان می‌باشد که می‌تواند منجر به مرگ و از بین رفتن این سلول‌ها گردد. هدف ایده‌آل در پرتودرمانی این است که تومور مورد نظر بیشترین دز پرتو را

دریافت کند و در همان حال بافت‌های سالم اطراف کمترین مقدار پرتوگیری را داشته باشند. BNCT[۱] ازجمله‌ی روش‌های پرتودرمانی است. این روش درمانی برای اولین بار در سال ۱۹۳۶ توسط لوچر مطرح شد و مورد بررسی قرار گرفت. BNCT روشی مؤثر در درمان تومورهایی از قبیل تومور مغزی است که از ذرات با انرژی بالا برای درمان تومورها استفاده می‌کند. در این روش چون بور سطح مقطع جذب بالایی برای نوترون‌های گرمایی دارد، اگر به طور موضعی در منطقه‌ی تومور جانشانی شود، پس از گیراندازی نوترون‌ها به سرعت به دو ذره‌ی پر انرژی آلفا و لیتیم تبدیل می‌شود که با تخلیه‌ی انرژی خود باعث نابودی سلول‌های سرطانی می‌شود [٤-١]. موضوع مهمی که باید به آن دقت شود این است که برای تولید نوترون باید از یک چشمه مناسب استفاده نمود که واکنش $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ از جمله این چشمه‌هاست. نوترون‌های گسیل شده از چشمه‌های مختلف به دلیل محدوده انرژی نامطلوب، به صورت مستقیم قابل استفاده در روش درمانی BNCT نمی‌باشند. برای رساندن محدوده انرژی نوترون‌های تولید شده از چشمه به ناحیه‌ی انرژی نوترون‌های فوق‌گرمایی که محدوده لازم جهت استفاده برای درمان تومورهای عمقی در روش درمانی BNCT می‌باشد، از مجموعه‌ی‌شکل‌دهنده‌ی طیف که BSA[۲] نامیده می‌شود استفاده می‌کنند. در واقع هدف از طراحی BSA، دستیابی به شار نوترون لازم با کمترین آلودگی ناشی از نوترون‌های سریع ،گرمایی و همچنین آلودگی گاما می‌باشد. در این کار به بررسی طیف لازم جهت درمان در راستای عمود بر جهت باریکه‌ی پروتون پرداخته شده است. بنابراین BSA ایی بهینه شده است که توانایی درمان دو بیمار به طور همزمان برای این چشمه امکان‌پذیر شده و پارامترهای خروجی از آن با پارامترهای تأیید شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی مطابقت داده شده است. کد محاسباتی MCNPX 2.6 برای طراحی‌ها و بهینه‌سازی‌های ذکر شده مورد استفاده قرار گرفته است.

روش کار:

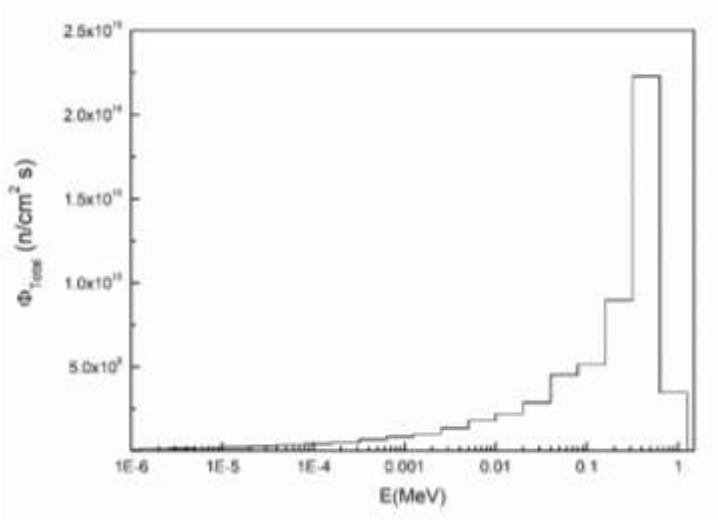
نوترون‌های مناسب برای استفاده در روش درمانی BNCT، نوترون‌های فوق‌گرمایی هستند که پس از عبور از بافت‌های مختلف سر به نوترون‌های گرمایی تبدیل می‌شوند. برای رساندن محدوده انرژی نوترون‌های تولید شده از چشمه به محدوده لازم جهت استفاده در BNCT می‌باشد، یک مجموعه‌ی‌شکل‌دهنده‌ی طیف طراحی شده است. مهمترین قسمت‌های طراحی شده در این کار شامل بازتابنده، کندکننده، موازی‌ساز و فیلتر نوترون و گاما است. در این کار در ابتدا برای به دست آوردن شار نوترون‌های مناسب برای درمان، نوترون‌های در راستای عمود بر راستای جهت تابش پروتون در نظر گرفته شده و یک شکل‌دهنده طیف دو طرفه جهت درمان همزمان دو بیمار طراحی شده است. در هر مرحله مواد

[۱] Boron Neutron Capture Therapy
[۲] Beam Shaping Assembly

با ضخامت‌ها و شعاع‌های مختلف مورد شبیه‌سازی قرار گرفته و مواد مناسب انتخاب گردیده است. انرژی پروتون‌ها ۲/۵MeV و جریان ۱۰ mA در نظر گرفته شده است.

نتایج:

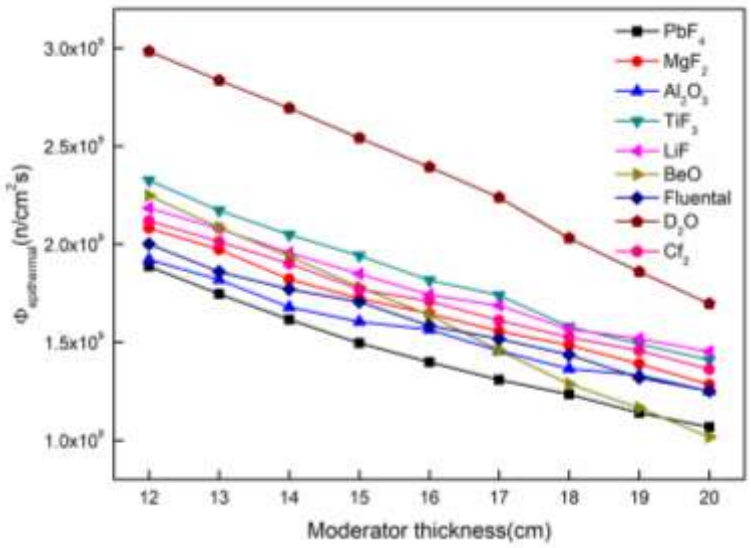
پس از انتخاب ۱۰۰ میکرومتر لیتیم به عنوان هدف تولید نوترون و طراحی سیستم خنک کننده [۵] شار نوترون‌ها از پشت این مجموعه اندازه‌گیری شد و در شکل ۱ نشان داده شده است.



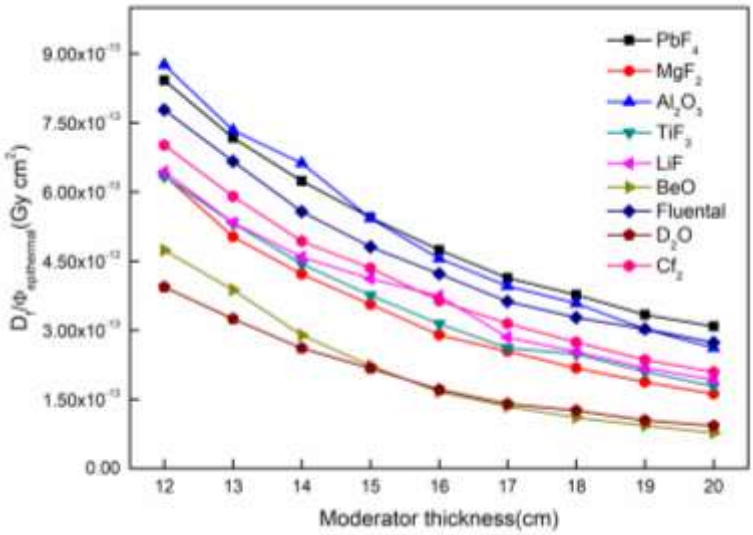
شکل (۱): شار نوترون‌های اندازه‌گیری شده پس از هدف تولید نوترون

شکل ۱ نشان می‌دهد که بخش اعظم نوترون‌ها در ناحیه‌ی نوترون‌های سریع (E >۱۰ keV) است که قابل استفاده در درمان نیستند. در مرحله‌ی اول جهت کاهش سرعت نوترون‌ها به انتخاب ماده‌ی مناسب برای کندکننده می‌پردازیم. هدف از طراحی این قسمت انتخاب ماده‌ی مناسب جهت کاهش انرژی نوترون‌های سریع تا محدوده‌ی نوترون‌های فوق‌گرمایی با کمترین کاهش در نوترون‌های موجود در محدوده‌ی فوق‌گرمایی است. برای انتخاب کندکننده مناسب پس از هدف لیتیم وسیستم خنک‌کننده، ۹ ماده مختلف جهت انتخاب بهترین کندکننده مورد بررسی قرار گرفتند. در هر مرحله ضخامت

کندکننده افزایش یافت و شار نوترون‌های فوق‌گرمایی و همچنین نسبت دوز نوترون‌های سریع به شارنوترون‌های فوق‌گرمایی اندازه‌گیری گردید و نتایج در شکل ۲ و شکل ۳ نشان داده شدند.



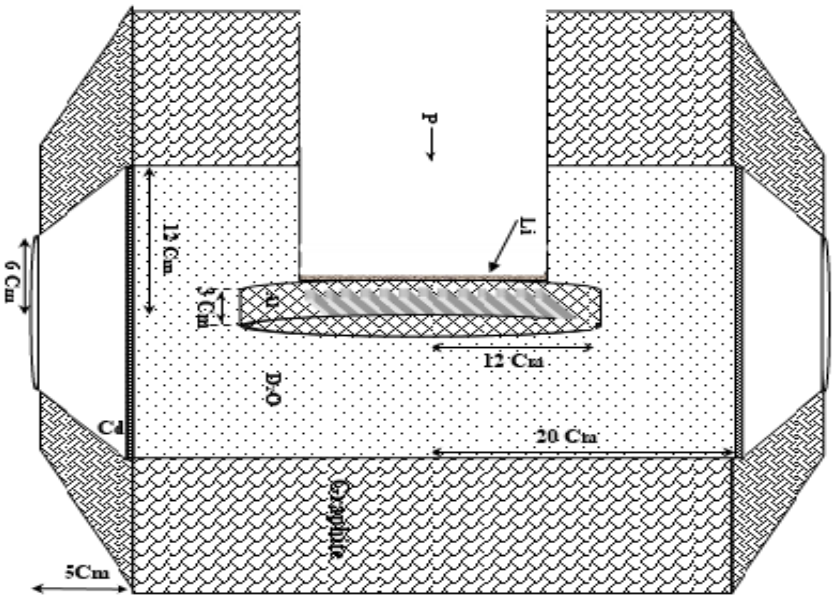
شکل (۲): شار نوترون‌های فوق‌گرمایی برای۹ کندکننده‌ی استفاده شده



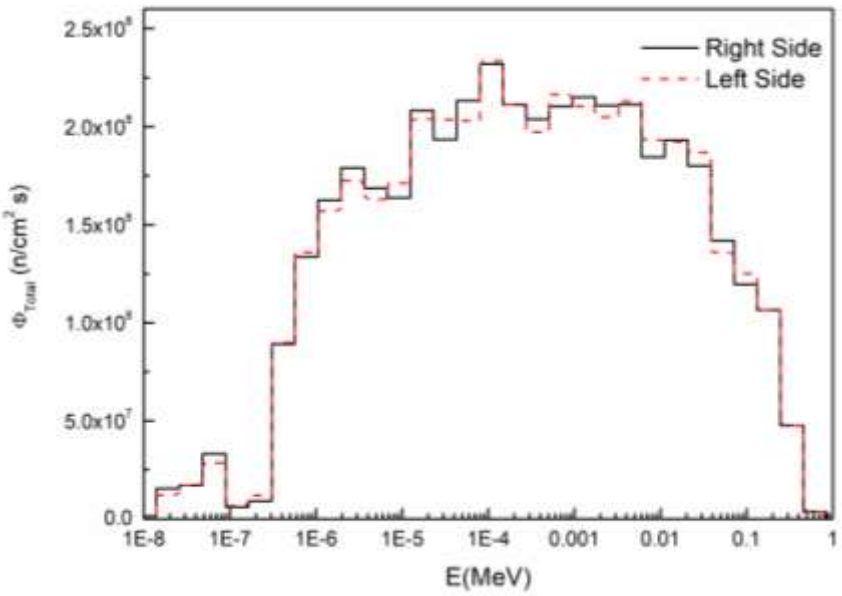
شکل(۳): نسبت دز نوترون‌های سریع به شار نوترون‌های فوق‌گرمایی برای کندکننده‌های انتخاب شده

از میان کندکننده‌های آزمایش شده، D_2O کمترین سطح مقطع جذب را برای نوترون‌های فوق‌گرمایی داراست، که در هر دو شکل‌های ۲ و ۳ نشان داده شده است. با افزایش ضخامت این کندکننده، شار نوترون‌های فوق‌گرمایی کاهش یافته

است. البته به این نکته نیز باید توجه شود که با افزایش ضخامت کندکننده دوز نوترون‌های سریع به شار فوق‌گرمایی نیز در حال کاهش است. بنابراین با در نظر گرفتن هر دو مورد بیان شده، D_2O با ضخامت ۲۰ سانتیمتر به عنوان کندکننده مناسب برای هر دو طرف سیستم انتخاب شد. مراحل بهینه‌سازی سایر قسمت‌های مجموعه در مرجع شماره ۵ توضیح داده شده است. با توجه به شبیه‌سازی‌های صورت گرفته برای کندکننده، بازتابنده، موازی‌ساز و فیلترها شماتیکی از سیستم طراحی شده شامل هدف و مجموعه‌ی‌شکل‌دهنده‌ی طیف، در شکل٤ نشان داده شده است. این پیکربندی شامل هدف لیتیم به ضخامت ۱۰۰μm، سیستم خنک‌کننده شامل آلومینیوم به عنوان زیرلایه و لوله‌های خنک‌کننده، کندکننده D_2o به ضخامت ۲۰cm، ۲mm کادمیم به عنوان فیلتر نوترون‌های گرمایی، Lipoly به عنوان موازی‌ساز و بازتابنده Graphite که دارای شعاع ۲۰cm است. طیف نهایی خروجی از مجموعه‌ی شکل دهنده جهت استفاده در روش درمانی در شکل ۵ و پارامترهای مورد تایید IAEA [٦] در جدول ۱ نشان داده شده‌اند. دو دهانه‌ی خروجی سیستم با شکل مخروطی و شعاع ٦ سانتیمتر در شکل مشخص شده است.



شکل(٤): شماتیکی از سیستم طراحی شده



شکل (۵): طیف نهایی خروجی از BSA بهینه شده

جدول ۲: نتایج به‌دست امده از دو طرف مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف

پارامترهای تعیین شده	$\phi_{epithermal}$ ×۱۰^۹ (n/cm^2s)	$\phi_{epithermal} / \phi_{thermal}$	$\dot{D}_\gamma / \phi_{epithermal}$ ($Gycm^2$) ×۱۰^-۱۳	$\dot{D}_f / \phi_{epithermal}$ ×۱۰^-۱۳ ($Gycm^2$)
محدوده مجاز تعیین شده توسط IAEA	۵×۱۰^۸>	۲۰>	۲<	۲<
سمت راست	۱/۶۵ ±۰/۰۳	۲۰/۹ ± ۰/۰۹	۲/۶۳ ± ۰/۱۱	۰/۶۶ ± ۰/۰۶
سمت چپ	۱/۵۳ ±۰/۰۳	۲۱/۱ ±۰/۱۰	۲/۷۳ ± ۰/۱٤	۰/۶۱ ± ۰/۰۶

BSA طراحی شده در این کار علاوه بر اینکه شار نوترون‌های فوق‌گرمایی مناسب را تولید کرده است، کلیه پارامترهای تأیید شده توسط آژانس بین المللی انرژی اتمی را نیز برآورده می‌کند. تفاوت اندک بین داده‌های سمت راست و چپ ناشی از عدم قطعیت‌های آماری است. آلودگی بیم خروجی در راستای مستقیم بیم نیز توسط گرافیت قابل کنترل است. شار نوترون‌های فوق گرمایی نسبت به جهت مستقیم که در مرجع [۵] ذکر شده است حدود ۳۲ درصد افزایش یافته است.

نتیجه‌گیری:

تاکنون تحقیقات زیادی در راستای استفاده از واکنش $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ جهت تولید نوترون بهینه برای استفاده در روش درمانی BNCT انجام گرفته است. در پروژه حاضر در راستای بهینه کردن سیستم درمانی مناسب برای استفاده در BNCT ، یک مجموعه دو طرفه طراحی گردید. پس از طراحی هدف تولید نوترون در گام بعدی ۹ ماده مختلف به عنوان کندکننده مورد بررسی قرار گرفتند نتایج حاصله، حاکی از مناسب بودن D_2O به ضخامت cm ۲۰ به عنوان کندکننده در دو طرف مجموعه شکل دهنده‌طیف بود. مواد مختلف به عنوان فیلتر نوترون‌های گرمایی، بازتابنده و موازی ساز شبیه‌سازی شدند و نهایتا یک مجموعه‌ی جهت درمان دو بیمار به شکل همزمان طراحی گردید. مجموعه‌ی طراحی شده قابلیت‌های بالاتری نسبت به مجموعه‌ای که از پرتو نوترون در جهت مستقیم استفاده می‌کند دارد. به گونه‌ای که شار نوترون‌های فوق گرمایی فقط در یک جهت حدود ۳۲ درصد از راستای مستقیم بیشتر است.

مراجع:

[1] Yamamoto. T, Nakai. K, Matsumura. A, Boron neutron capture therapy for glioblastoma. Cancer letters. 2008;262(2):143-52.
[2] Ghassoun. J, Chkillou. B, Jehouani. A, Spatial and spectral characteristics of a compact system neutron beam designed for BNCT facility, Appl Radiat Isot. 2009;67(4):560-4.
[3] Lee. C. L, Zhou. X. L, Thick target neutron yields for the $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ reaction near threshold, Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. B. 1999;152: 1-11.
[4] Bleuel. DL, Donahue. RL, Ludewigt. BA, Vujic .J, Designing accelerator based epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy, Med Phys. 1998;1725–1734.

[5] AhmadiGanjeh. Z, Masoudi. S. F, Neutron beam optimization based on $^{7}Li(p;n)^{7}Be$ reaction for treatment of deep-seated brain tumors by BNCT. Chinese Phisycs C. 2014;38.108203(1-6).
[6] IAEA-TECDOC-1223, Current status of neutron capture therapy. International Atomic Energy Agency. 2001.